연질 골에서 두 종류의 테이퍼 형태 임플란트의 초기 안정성에 관한 실험실적 연구

서울대학교 치의학대학원 치과보철학 교실[1]
성균관대학교 의과대학 치과학 교실[2]

김덕래[1] · 김명주[1] · 권호범[1] · 이석형[2] · 임영준[1]

임플란트의 성공은 식립 후의 초기 안정성 (Initial stability)의 결과가 중요한 영향을 준다. 이 연구의 목적은 연질 골에서 두 종류의 테이퍼 형태 임플란트가 임플란트의 디자인과 self-tapping blade의 유무에 따라서 초기 안정성에 주는 영향을 알아보는 것이다.

Self-tapping blade를 가지고 있는 것과 가지고 있지 않은 두 종류의 테이퍼 형태 임플란트가 사용되었다. Solid Rigid Polyurethane Form으로 연질 골 상태인 D4 골 모형을 재현하였다. 임플란트 고정체를 식립하면서 초기 안정성 값을 기록하고, 식립 직후 implant stability quotient (ISQ)을 측정하여 Resonance frequency Analysis (RFA)를 평가하였다. 마지막으로 임플란트가 식립된 모형골을 만능 시험기에 부착하여 장축 방향으로의 pull-out force를 측정하였다.

초기 안정성 값과 최대 pull-out torque 값은 non self-tapping implants가 self-tapping group에 비하여 통계학적으로 유의하게 큰 평균값을 나타냈다 ($P = 0.008$). 공진 주파수 분석 결과인 ISQ 값은 거의 비슷한 평균값을 보였으면 통계학적으로 차이가 없었다. 각 임플란트 시스템에서 식립 토크와 pull-out 최대 토크 그리고 공진 주파수 간에는 상관관계를 나타내지 않았다.

Non self-tapping 임플란트의 높은 식립 토크는 임상적으로 우수한 초기 안정성을 의미한다. 결론적으로 연질 골에서 self-tapping blade가 없는 임플란트가 있는 것 보다 더 우수한 초기 안정성을 보였다.

주요어: 테이퍼형 임플란트, 초기 안정성, 골질, 식립 토크, 공진주파수 분석
(대한치과턱관절기능교합학회지 2009:25(4):389~399)

서 론

임플란트의 초기 안정성 (Initial stability)은 임플란트의 성공과 예후를 판단할 수 있는 요소 중의 하나이다. 임플란트 식립 후 적정 수준의 초기 안정성은 특히 낮은 골질을 가진 환자의 예후 판단에 중요한 역할을 한다. 초기 안정성이 클수록 임플란트와 골간의 미세 움직임이 줄어들어 수술 후 회복과 골 형성이 잘 일어날 수 있도록 도와준다. 이러한 초기 안정성에 영향을 미치는 요소는 크게 세 가지가 있다: 임플란트 디자인, 수술 테크닉, 그리고 골질이다.[1]

교신저자 : 임영준
서울대학교 치의학대학원, 치과보철학교실, 서울특별시 종로구 연건동 28번지,110-749, 대한민국
팩스: 82-2-2072-3860, E-mail: limdds@snu.ac.kr
원고접수일 : 2009년 09월 05일, 원고수정일 : 2009년 11월 21일, 원고채택일 : 2009년 12월 25일

초기 안정성을 평가하는 방법에는 여러 가지가 소개되어 있다. 하지만 확실한 기준이 정해져 있는 것은 아니며 각 방법마다 논란의 여지가 있다. Periotest는 비침습적인 (non invasive) 방법 중 하나이나 미세한 변화를 반영하지 못한다고 알려져 있다.[2,3] 공진 주파수 분석 (Resonance Frequency Analysis) 측정은 임상에서 식립 직후 초기 안정성을 평가하기에 좋은 방법이다.[4,5] 하지만 공진 주파수 값과 초기 안정성과의 관계에 대하여 영향을 주는 요소로는 임플란트 고정체의 길이, 직경, 형태 (geometry), 식립 위치 및 지대주의 길이가 있으며, 이런 요소들의 변화에 따라서 공진 주파수 값이 다르게 나타날 수 있다고 하였다.[6] 그리고 공진 주파수 값의 경우 서로 다른 임플란트 시스템 사이에서는 비교가 어렵다는 연구도 있다.[7]

다른 방법으로는 식립 토크 (Insertion torque)를 측정하여 비교하는 방법이 있다.[8] 낮은 수치는 임플란트의 초기 안정성이 약해 좋지 않은 예후를 보인다고 말할 수 있고, 너무 높은 수치 또한 단단한 골질에서 골괴사 (bony necrosis)를 유발하여 임상적으로 좋지 않다고 할 수 있다. 그 외로는 push-out, pull-out test 등을 이용하여 임플란트와 골간의 결합력을 평가하는 방법이 소개되어 있다.[9]

일반적으로 테이퍼 (taper) 모양의 임플란트가 실린더 (cylinder) 모양의 임플란트 보다 높은 식립 토크 값을 가진다. 그리고 발치 후 즉시 식립 (immediate placement)하는 경우에도 테이퍼 모양의 임플란트가 더 좋은 고정력을 보여 준다. 이는 테이퍼 모양의 임플란트가 식립 시 주변 골을 압축 시키는 효과가 더 크기 때문이다.[10,11] 이러한 테이퍼 모양의 임플란트는 현재 여러 회사에서 소개하고 있다.

본 연구에서는 임플란트 고정체가 테이퍼 모양을 가지고 있는 GSIII 시스템 (Osstem Implant Co., Busan, Korea)과 Replace Select 시스템 (Nobel Biocare, Gőteborg, Sweden) 두 가지를 비교하였다. 이 두 가지 시스템의 가장 큰 차이점은 self-tapping을 위한 cutting blade의 유무이다. Self-tapping 임플란트는 임플란트의 초기 고정력을 높이는 효과를 갖고 있으며, 절삭 능력도 증가시켜 준다. 이 디자인은 tapping 단계를 생략할 수 있어 초기 고정력의 향상을 보여준다고 할 수 있다.[12] 하지만 cutting blade가 표면적을 줄여 임플란트와 골간의 접촉을 줄인다는 보고도 있어 아직 cutting blade가 초기 고정력에 미치는 영향이 명확하게 밝혀지지 않은 상태이다.[13]

본 연구의 목적은 테이퍼 형태를 가진 두 종류의 임플란트에서 서로 다른 디자인에 따른 모양의 차이가 연질 골에서의 초기 안정성에 주는 영향을 실험실적 조건에서 알아보는 것이다. 초기 안정성은 식립 토크, 공진 주파수 측정, 그리고 pull-out test를 통하여 비교하였다.

연구 재료 및 방법

1. 연구 재료

1) 모형골

본 연구에서는 임플란트 식립을 위해 폴리우레탄 재질의 모형 골 (SAWBONES, Pacific Research Laboratories Inc, Vashon, USA)을 사용하였다. American Society for Testing Materials에서는 폴리우레탄 모형 골이 인간 골질의 기계적인 특성을 보여준다고 하였다.[14] 정형외과에서 사용하는 임플란트의 기계적 특성 실험에서도 폴리우레탄을 이용하여 제작한 모형골을 사용하고 있다.[15] 폴리우레탄 모형 골은 여러 종류의 피질골과 해면골로 나누어져 있는데, 본 연구에서는 Lekhorm과 Zarb[16]의 골 밀도 분류를 재현하기 위하여 폴리우레탄 모형골을 Table I과 같은 조합으로 가정하여 구성하고, 이중 가장 연질 골 (poor bone)인 D4 bone에 해당하는 두께와 밀도의 모형 골을 사용하였다 (Fig. 1).

2) 임플란트 고정체

테이퍼 형태의 서로 다른 디자인을 가지고 있

Table I. Specification for Solid Rigid Polyurethane Form blocks used in this study

Type	Cortical			Cancellous		
	Solid Rigid Polyurethane Form (Grade)	Thickness (㎜)	Density (g/cc)	Solid Rigid Polyurethane Form (Grade)	Thickness (㎜)	Density (g/cc)
D1	50	3	0.80	# 30	27	0.48
D2	40	1.5	0.64	# 20	28.5	0.32
D3	40	1	0.64	# 10	29	0.16
D4	-	0	-	# 10	30	0.16

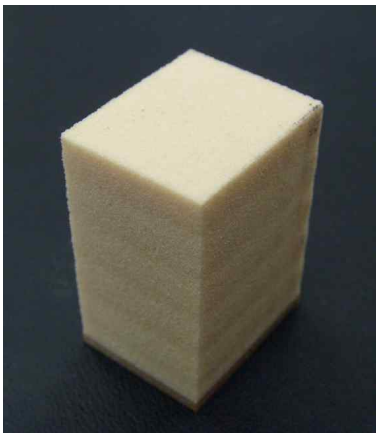

Fig. 1. D4 bone model using Solid Rigid Polyurethane Form Grade 10 (SAWBONES, Pacific Research Laboratories Inc, Vashon, USA).



Fig. 2. GS III System designed with cutting edge for self tapping (OSSTEM Implant Co., Busan, Korea)과 Replace Select System designed without cutting edge (Nobel Biocare, Sweden).

는 GS Ⅲ 시스템 (Osstem Implant Co., Busan, Korea)과 Replace Select 시스템 (Nobel Biocare, Gőteborg, Sweden)을 사용하였다 (Fig. 2). GSⅢ 시스템에서는 4.0 ㎜의 지름과 10.0 ㎜의 길이를 갖는 임플란트 고정체 10 개를 사용하였고, Replace Select 시스템에서는 4.3 ㎜의 지름과 10.0 ㎜의 길이를 갖는 임플란트 고정체 10 개를 사용하였다.

2. 연구 방법

1) 임플란트 식립 및 식립 토크 측정

임플란트 식립은 CAD/CAM 방식의 임플란트 고정체 식립기 (Osstem Implant Co., Busan, Korea)를 이용하여 진행하였다 (Fig. 3). 이 임플란트 고정체 식립기는 컴퓨터의 제어를 통해 일정한 깊이와 일정한 속도로 임플란트 고정체의 식립을 진행할 수 있도록 고안하여 제작된 장비



Fig. 3. Implant Fixture Installation Device (OSSTEM Implant Co., Busan, Korea).

로 식립과 동시에 식립 토크 (Insertion torque)를 측정할 수 있도록 되어있다. 시스템 당 각 5개의 임플란트가 식립되었다. 이 때 기준은 D4골 상태에서 제조사가 추천하는 프로토콜에 따른 식립 방법에 맞춰졌다 (Fig. 4). 각 임플란트 식립 시 매식 장비를 이용하여 식립 토크를 측정하였다.

2) 공진 주파수 측정

식립이 완료 된 후 Osstell™ Mentor (Integtian Diagnostic Ltd., Savedalen, Sweden)를 이용하여 ISQ 값을 시스템 당 5 개의 모형에서 측정하였다. #6 Smartpeg (Integration Diagnostics AB., Gemlestadsvagen, Sweden)을 이용하여 각 모형 당 협측, 설측, 근심측, 원심측에서 1 회씩 측정하였다. 측정한 4 개의 값을 평균을 내어 각 샘플의 공진 주파수 값으로 처리하였다.

3) Pull-out test

각 시스템 당 5 개의 임플란트를 제조사의 지시대로 추가 식립하였다. 식립한 임플란트 위에 2-piece transfer coping의 guide pin을 연결한 후 Instron Dynamic Matertial Testing Machine (Instron, Bucks, UK)을 이용하여 각 시편의 pull-out 시 발생하는 토크를 측정하였다.

4) 통계분석

수집된 자료는 SPSS ver. 12.0 (SPSS Inc. Chicago, USA)를 이용하여 통계처리 하였다. 식립 토크, 공진 주파수, 그리고 Pull-out test 결과에서 두 그룹 간 차이의 유의성을 검증하기 위해 Mann-Whitney test를 시행하였다. 그리고 두 그룹 내에서의 식립 토크, 공진 주파수, 그리고 Pull-out test 간의 연관도를 측정하기 위해 Spearman 상관계수를 이용한 상관분석을 시행하였다. 통계적 유의 수준은 신뢰구간 95%로 설정하였다.



Fig. 4. Surgical procedures were performed following procedure recommended by each manufacturers.

결 과

1. 식립 토크

식립 토크는 임플란트 고정체 식립기에 연결된 컴퓨터로 측정하였다. 이 결과는 다음과 같다 (Table II, Fig. 5, 6). 제조사의 권장방법에 따라 식립 시, 식립 토크는 non-self tapping 방식인 Replace Select 시스템 (16.9 ± 0.28 Ncm)이 self tapping 방식인 GS Ⅲ 시스템 (11.43 ± 0.52 Ncm) 보다 높은 평균값을 보였다. 이 차이는 통계적으로 유의하였다 (*P = 0.008*).

2. 공진 주파수

식립 직후 Osstell™ Mentor를 이용하여 공진 주파수를 측정하였다 (Table III, Fig. 7). 제조사의 권장방법에 따라 식립 시, 공진 주파수는 non-self tapping 방식인 Replace Select 시스템 (52.9 ± 0.88 ISQ)이 self-tapping 방식인 GSⅢ 시스템 (52.8± 0.50 ISQ)과 거의 비슷한 평균값을 보였으면 통계학적으로 차이가 없었다.

3. Pull-Out Test

식립한 임플란트 위에 지대주를 연결한 후 Instron Dynamic Material Testing Machine을 이용하여 pull-out 시 발생하는 토크를 측정하였다 (Table IV). Pull-out 토크는 일정 수준까지 증가 후 다시 감소하는 형태의 값을 보였다 (Fig. 8). 제조사의 권장방법에 따라 식립 시, Pull-out 토크의 최대값은 non-self tapping 방식인 Replace Select 시스템 (110.7 ± 4.06 Ncm)이 self tapping 방식인 GS Ⅲ 시스템 (101.01 ± 3.08 Ncm)보다

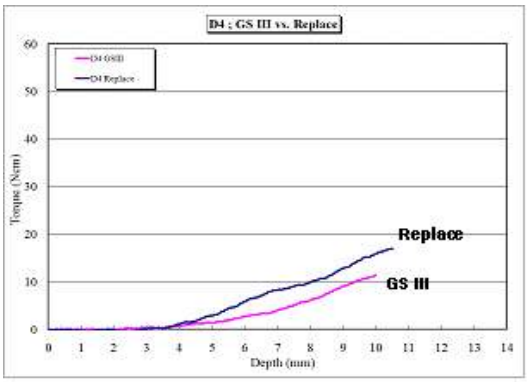

Fig. 5. Insertion Torque curve of two implant systems

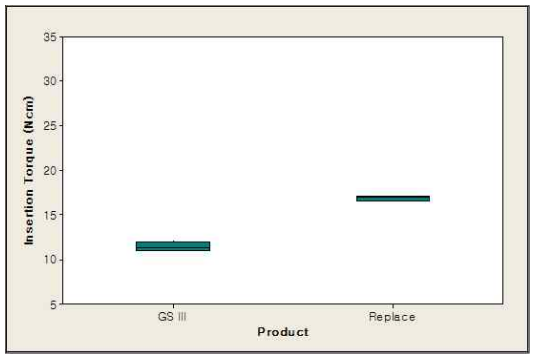

Fig. 6. Box plots of the Insertion Torque values grouped by implant system.

Table II. Means and standard deviations of Insertion Torque value (Ncm)

Implant System	#1	#2	#3	#4	#5	Average	St-Dev
GS Ⅲ	11.72261	10.89068	11.05035	11.30244	12.17639	11.42849	0.522967
Replace Select	16.97467	16.59653	16.55451	17.02509	17.17635	16.86543	0.275261

Table Ⅲ. Means and standard deviations of ISQ value

Implant System	#1	#2	#3	#4	#5	Average	St-Dev
GS Ⅲ	52.50	52.50	53.50	53.00	52.25	52.80	0.5
Replace Select	51.75	54.00	53.00	53.25	52.25	52.90	0.876784

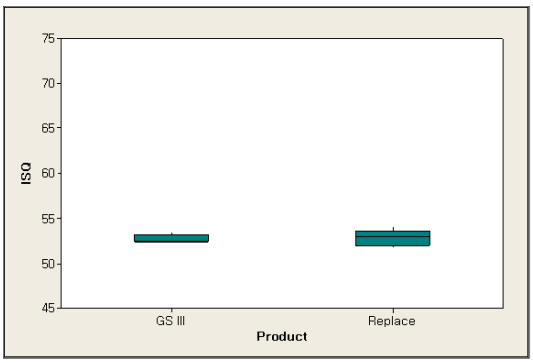

Fig. 7. Box plots of the ISQ values grouped by implant system.

높은 평균값을 보였다. 이 차이는 통계적으로 유의하였다 ($P = 0.008$).

4. 상관관계 분석

식립 토크와 공진 주파수, 그리고 pull-out 최대 토크 간의 상관관계를 분석해 본 결과 다음과 같은 결과를 보여 주었다 (Table V). 각 그룹에서의 식립 토크와 pull-out 최대 토크 그리고 공진 주파수 간의 상관관계는 통계적으로 유의하지 않았다.

Table Ⅳ. Means and standard deviations of Pull-Out Torque value

Implant System	#1	#2	#3	#4	#5	Average	St-Dev
GS Ⅲ	98.51	105.50	98.72	99.40	102.93	101.012	3.079476
Replace Select	111.56	112.07	105.86	107.61	116.22	110.664	4.063684

Table Ⅴ. Correlation of the different clinical outcome variables(Insertion Torque, ISQ, Pull-Out Torque)

Implant System	Methods	Spearman's correlation	Significance
GSⅢ	Insertion Torque versus ISQ	-0.564	0.322
	Insertion Torque versus Pull-Out Torque	-0.300	0.624
	ISQ versus Pull-Out Torque	-0.410	0.493
Replace Select	Insertion Torque versus ISQ	-0.300	0.624
	Insertion Torque versus Pull-Out Torque	0.600	0.285
	ISQ versus Pull-Out Torque	-0.100	0.873

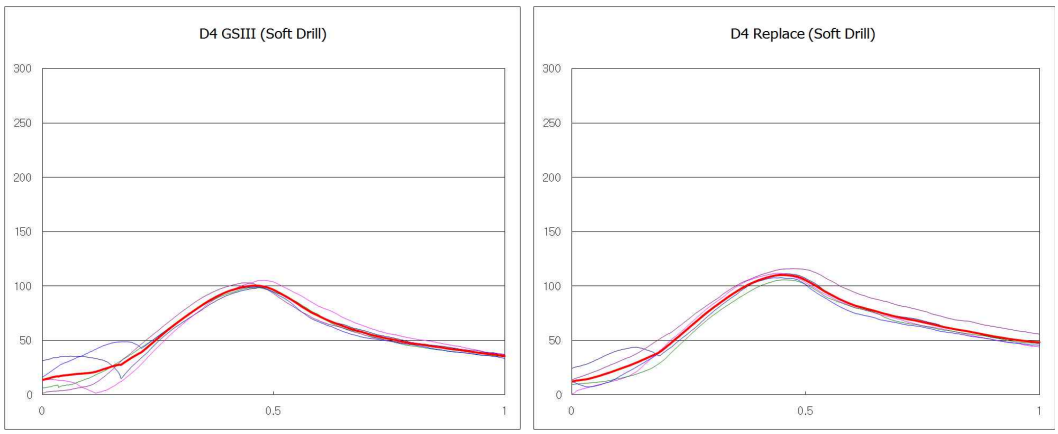

Fig. 8. Pull-Out Torque curve of two implant systems.

총괄 및 고안

본 연구에서는 식립 토크, 공진 주파수 측정, 그리고 pull-out test를 통해 연질 골에서의 초기 안정성을 측정하였다. 식립 토크는 시술자가 수술 중에 초기 고정을 느낄 수 있는 가장 쉬운 방법 중의 하나로 즉시 식립과 조기 하중(immediate placement and early loading)의 여부를 판단 할 수 있는 기준이 된다. 공진 주파수 분석은 임플란트 고정체의 초기 고정을 공명 주파수를 이용하여 측정하는 방식으로 ISQ (Implant Stability Quotient) 라는 임플란트 안정도 지수로 나타내며, immediate loading이 가능한 ISQ 값은 문헌에 따라 약간의 차이가 있으나 보통 65 이상이면 가능한 것으로 보고 있다.[17] Pull-out test는 임플란트 고정체에 작용하는 외력에 대한 저항력을 확인함으로써 bone에 고정되어 있는 고정체의 고정 정도를 확인할 수 있는 시험이다.

측정한 초기 안정성은 다른 조건이 동일하다는 가정 하에 식립 토크, pull-out test에서 non self-tapping 디자인이 self-tapping 디자인에 비하여 더 높게 측정되었다. 하지만 공진 주파수 측정 결과는 다른 두 측정 방법과는 달리 큰 차이가 나지 않았다.

식립 토크를 측정하는 방법은 임플란트 나사선의 cutting force를 제외한 상태에서 임플란트 식립 시 주변 골에 가해지는 압축력과 임플란트-골 계면 (implant-bone interface)에서 발생하는 마찰력을 측정하는 방식이다. 여러 임상 연구에서 적정 수준의 식립 토크는 즉시 임플란트 하중 시 가능성을 판단할 근거가 된다고 보고 있다.[4,18] 하지만 이 방법은 임플란트 식립 시에만 사용할 수 있어 장기적인 임상 데이터를 모으기는 불가능한 방법이다. 식립 토크의 경우 non-self tapping 방식인 Replace Select 시스템이 self tapping 방식인 GSⅢ 시스템보다 높은 평균값을 보였다. 이러한 결과의 원인으로는 우선 cutting blade의 유무를 생각해 볼 수 있다. Self tapping 방식의 경우, 첨단 1/3 부위는 cutting blade로 인해 non-self tapping 방식보다 더 좁은 thread 면적이 골과 접촉하게 된다. 이러한 설계상의 특징이 연질골에서의 임플란트 초기 고정력에 부정적인 영향을 미칠 수 있음을 추정해 볼 수 있다. 다른 원인으로는 두 임플란트 시스템 간의 지름 차이를 생각해 볼 수 있다. Replace Select 시스템의 경우는 4.3 ㎜, GSⅢ 시스템의 경우 4.0 ㎜ 의 고정체 지름을 갖고 있다. 그리고 제조사에서 지시하는 연질골에서의 수술 술식을 살펴보면 (Fig. 4), 두 시

스템 모두 3.5 ㎜ tapered drill 까지 사용한 후 고정체를 식립하였다. 이러한 고정체 지름과 drill 지름 간의 차이가 식립 시 주변 골에 가하는 압축력 차이를 가져올 수 있다. 본 실험의 경우, 더 넓은 지름을 갖는 Replace Select 시스템이 GSⅢ 시스템보다 더 높은 압축력을 주변 골에 가했을 가능성을 생각해 볼 수 있다.

Meredith 등은 임플란트의 안정성을 공진 주파수를 통해 비 침습적인 방법으로 측정할 수 있다고 소개하였다.[3] 이 방법은 임플란트 고정체 상방으로 electronic transducer를 체결한 후, 환자가 느끼지 못할 만큼 낮은 전압의 전류를 transducer를 통해 전달하는 방법이다. 이 측정값은 컴퓨터에 의해 공진 주파수 값으로 변환이 된다. 공진 주파수 수치가 감소하는 경우 고정 정도의 감소와 연관이 있어 임플란트 실패의 가능성이 높다고 판단할 수 있게 된다. 그래서 공진 주파수 측정은 임플란트의 성공과 실패를 예측하기 위해 사용되고 있다. Self tapping 방식의 임플란트에서 공진 주파수 값과 식립 토크 값이 모두 높았던 실험도 있었다.[4] 하지만 공진 주파수 값이 서로 다른 임플란트 시스템 간의 초기 고정력을 비교할 만한 기준이 아니라고 하는 실험도 있다.[7] 이 실험에서는 공진 주파수 값이 개별 임플란트 시스템 내에서 한정되어 판단되어야 한다고 하였다. 다른 실험 결과에서도 공진 주파수 값은 장기간에 걸친 측정을 통해 임플란트의 안정을 판단하는 기준이 될 수는 있어도, 한 번의 측정만으로는 의미가 줄어든다고 이야기하고 있다.[19]

본 연구에서는 non-self tapping 방식인 Replace Select 시스템 (52.9 ± 0.88 ISQ)이 self-tapping 방식인 GSⅢ 시스템 (52.8± 0.50 ISQ)과 거의 비슷한 평균값을 보였다. 통계적으로 유의하지 않은 차이를 보이고 있기 때문에 두 시스템 간의 초기 안정성을 공진 주파수 값을 통해 비교하기에는 무리가 있다고 할 수 있다.

많은 실험실 또는 생체 내 실험에서 push-out 또는 pull-out test 가 시행되었다. 하지만 이는 실험의 세부적인 차이에 매우 민감한 방법이어서 서로 다른 실험 결과를 직접 비교하기가 힘들다.[20] 그러나 일반적으로 Push-pull test에서 판단은 초기 힘에 대한 저항력으로 판단하며, 식립 직후 초기에 작은 힘이 작용했을 때 대응되는 임플란트 고정체의 변위량이 작은 것이 초기 고정력이 우수한 제품이다.

본 연구에서는 pull-out 토크는 일정 수준까지 증가 후 다시 감소하는 형태의 값을 보였으며 최대값은 non-self tapping 방식인 Replace Select 시스템이 self tapping 방식인 GSⅢ 시스템보다 높은 평균값을 보였다. 이러한 결과의 원인으로는 식립 토크의 결과와 마찬가지로 cutting blade의 유무와 지름의 차이를 생각해 볼 수 있다. Self tapping 방식의 경우, 첨단 1/3 부위는 cutting blade로 인해 non-self tapping 방식보다 더 좁은 thread 면적이 골과 접촉하게 되어 낮은 pull-out 토크가 나옴을 추정해 볼 수 있다. 그리고 더 넓은 지름을 갖는 Replace Select 시스템이 GSⅢ 시스템보다 더 높은 압축력을 주변 골에 보이고 있어 pull-out 토크가 높게 나왔을 가능성도 생각해 볼 수 있다.

식립 토크와 pull-out 토크에서 다른 인자인 임플란트 고정체의 지름 차이를 조절하지 못한 점은 본 실험의 한계이며, 다음 연구에서는 이러한 점을 보완해야 할 것이다.

각 실험 결과 간의 상관관계를 분석해 본 결과, 같은 시스템 내에서의 식립 토크와 pull-out 토크, 그리고 공진 주파수 간에는 상관관계가 약함을 알 수 있었다. 이는 적은 수의 표본에서 기인한 것으로 생각되며, 이 역시 다음 연구에서 보완되어야 할 것이다.

결 론

Solid Rigid Polyurethane Form으로 연질 골 상태인 D4 골 모형을 재현하여 시행한 제한된 실험실적 조건에서 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. Non self-tapping 방식의 경우 self-tapping 방식보다 더 높은 식립 토크와 pull-out 토크를 나타냈다.
2. 공진 주파수 값의 경우 두 가지 방식에서 유의할 만한 차이를 보여주지 못하였다.
3. 각 그룹에서의 식립 토크와 pull-out 최대 토크 그리고 공진 주파수 간의 상관관계는 통계적으로 유의하지 않았다.

위의 결과에 따르면 연질골에서의 초기 고정력이 non-self tapping 방식의 임플란트가 self tapping 방식의 임플란트 보다 더 높다고 볼 수 있다. 하지만 cutting blade 외에 다른 디자인 요인 조절의 어려움과 적은 표본 수는 이번 연구의 한계라고 볼 수 있다.

참 고 문 헌

1. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. Int J Prosthodont, 1998;11: 491-501.
2. Isidor F. Mobility Assessment with the Periotest system in relation to histologic findings of oral implants. Int J Oral Maxillofac Implants, 1998;13: 377-383.
3. Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. Clin Oral Implants Res, 1996;7:261-267.
4. O'Sullivan D, Sennerby L, Meredith N. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. Clin Implant Dent Relat Res, 2000;2(2):85-92.
5. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Grondahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Brånemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. Int J Oral Maxillofac Surg, 1999;28:266-272.
6. Atsumi M, Park SH, Wang HL. Methods used to assess implant stability: current status. Int J Oral Maxillofac Implants, 2007;22:743-754.
7. Ersanli S, Karabuda C, Beck F, Leblebicioglu B. Resonance frequency analysis of one-stage dental implant stability during the osseointegration period. J Periodontol, 2005;76(7):1066-1071.
8. Friberg B, Sennerby L, Roos J, Johansson P, Strid CG, Lekholm U. Evaluation of bone density using cutting resistance measurements and microradiography: An in vitro study in pig ribs. Clin Oral Implants Res, 1995;6:164-171.
9. Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. J Biomed Mater Res, 1995;29:1567-1575.
10. O'Sillivan D, Sennerby L, Meredith N. Influence of implant taper on the primary and secondary stability of osseointegrated titanium implants. Clin Oral Implants Res, 2004;15:474-480.
11. Glauser R, Sennerby L, Meredith N, et al. Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. Clin Oral Implants Res, 2004;15:428-434.
12. Olsson M, Friberg B, Nilson H, Kultje C. MkⅡ-a modified self tapping Branemark implants: 3-year results of a controlled prospective pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants, 1995;10:15-21.
13. Chong L, Khocht A, Suzuki JB, Gaughan J. Effect of implant design on initial stability of tapered implants. J Oral Implantol, 2009;35(3):130-135.
14. American Society for Testing Materials. Standard specification for rigid polyurethane foam for use as a standard material for testing orthopedic devices and instruments. Report: F1839-1897.
15. Sunit P, Mahon A, Green S, McMurtry I, Port A. A biomechanical study comparing a raft of 3.5 mm cortical screws with 6.5 mm cancellous screws in depressed tibial plateau fractures. Knee, 2006;13:231-235.
16. Branema가 P-I, Lekholm U, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue-Integrated Prosthesis. Quintessence Publishing Co. 1985, P. 202.
17. Huang HM, Chiu CL, Y도 CY, Lee SY. Factors influencing the resonance frequency analysis of

dental implant. J Oral Maxillofac Surg, 2003;61(10): 1184-1188.
18. Al-Nawas B, Wagner W, Grőtz KA. Insertion torque and resonance frequency analysis of dental implant systems in an animal model with loaded implants. Int J Oral Maxillofac Implants, 2006;21(5):726-732.
19. Zix J, Kessler-Liechti G, Mericske-Stern R. Stability measurements of 1-stage implants in the maxilla by means for resonance frequency analysis: a pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants, 2005;20: 747-752.
20. Dhert WJ, Verheyen CC, Braak LH, et al. A finite element analysis of the push-out test: Influence of test conditions. J Biomed Mater Res, 1992;26: 119-130.

In Vitro Study on the Initial Stability of Two Tapered Dental Implant Systems in Poor Bone Quality

Duck-Rae Kim[1], Myung-Joo Kim[1], Ho-Beom Kwon[1], Seok-Hyung Lee[2], Young-Jun Lim[1]

[1]Department of Prosthodontics and Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University
[2]Department of Prosthodontics, Samsung Medical Center, Sungkyunkwan University School of Medicine

The successful outcome of dental implants is mainly the result of intial implant stability following placement. The aim of this study was to investigate the effect of a self-tapping blades and implant design on initial stability of two tapered implant systems in poor bone quality.

The two different implant systems included one with self-tapping blades and one without self-tapping blades. D4 bone model using Solid Rigid Polyurethane Form was used to simulate poor bone densities. The insertion torque during implant placement was recorded. Resonance frequency Analysis (RFA), measured as the implant stability quotient (ISQ), was assessed immediately after insertion. Finally, the implant-bone specimen was transferred to an Universal Testing Machine to measure the axial pull-out force.

Insertion torque values and maximum pull-out torque value of the non self-tapping implants were significantly higher than those in the self-tapping group ($P = 0.008$). No statistically differences were noted between the two implant designs in RFA. Within the each implant system, no correlation among insertion torque, maximum pull-out torque and RFA value could be determined.

Higher insertion torque of the non-self-tapping implants appeared to confirm higher clinical initial stability. In conclusion, implants without self-tapping blades have higher initial stability than implants with self-tapping blades in poor bone quality.

Key words: Taper body implant, Initial stability, Bone quality, Insertion torque, Resonance frequency analysis

Correspondence to : Assistant Professor Young-Jun Lim
Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University
28 Yeongeon-dong, Jongno-gu, Seoul, 110-749, Korea
Fax: 82-2-2072-3860, E-mail: limdds@snu.ac.kr
Received : September 05, 2009, Last Revision : November 21, 2009, Accepted : December 25, 2009